

· 综述 ·

骨质疏松性椎体压缩骨折中生物力学变化的有限元研究进展

陈铎¹ 张晓刚² 秦太平^{1,2*} 宋敏¹ 张宏伟² 赵希云² 王志鹏² 马涛¹ 权祯¹

1. 甘肃中医药大学中医临床学院, 甘肃 兰州 730000

2. 甘肃中医药大学附属医院, 甘肃 兰州 730000

中图分类号: R318.01; R683.2 文献标识码: A 文章编号: 1006-7108(2021) 01-0127-04

摘要: 近年骨质疏松症的发病率逐年上升, 骨质疏松性椎体压缩骨折作为其中最普遍且严重的并发症, 伴骨质疏松症发病率的升高亦逐年增加, 针对骨质疏松性椎体压缩骨折损伤机制和治疗的研究亦不断深入。有限元分析法通过计算机模拟人体各工况情况来分析和阐明骨质疏松性椎体压缩性骨折的损伤机制, 并且可以清晰反映椎体的各个部位的受力状况。本文综述了近些年有限元分析法用于分析骨质疏松性椎体压缩骨折中生物力学研究取得的新进展, 再结合新进展探讨有限元分析法出现的一些不足和未来的发展方向, 以期更好为预防骨质疏松症患者发生脊柱骨折, 避免在日常生活中超出脊柱稳定安全的活动范围提供指导价值。

关键词: 有限元分析法; 骨质疏松; 椎体压缩骨折; 生物力学

Progress in the finite element analysis of biomechanical changes in osteoporotic vertebral compression fractures

CHEN Bo¹, ZHANG Xiaogang², QIN Daping^{1,2*}, SONG Min¹, ZHANG Hongwei², ZHAO Xiyun², WANG Zhipeng², MA Tao¹, QUAN Zhen¹

1. School of Clinical Medicine, Gansu University of Chinese Medicine, Lanzhou 730000

2. Affiliated Hospital of Gansu University of Chinese Medicine, Lanzhou 730000, China

* Corresponding author; QIN Daping, Email: qindaping888666@163.com

Abstract: The incidence of osteoporosis has increased year by year recently. Osteoporotic vertebral compression fractures are the most common and serious complication, and the incidence of osteoporosis is also increasing year by year. The research on the damage mechanism and treatment of osteoporotic vertebral compression fractures is also deepening. Finite element analysis analyzes and elucidates the damage mechanism of osteoporotic vertebral compression fractures by simulating human body in various situations in a computer, and it clearly reflects the stress status of various parts of the vertebral body. This article uses the finite element analysis method in recent years to analyze the new progress in the biomechanical research of osteoporotic vertebral compression fractures, and discusses some shortcomings and development directions in the future of finite element analysis, aiming to prevent patients with osteoporosis from vertebral compression fractures, and to provide guidance for avoiding the range of activities beyond the stability and safety of the spine in daily life.

Key words: finite element analysis; osteoporosis; vertebral compression fracture; biomechanics

骨质疏松性椎体压缩性骨折 (osteoporotic vertebral compression fractures, OVCF) 是最为普遍且

严重的骨质疏松并发症, 常发生在胸腰椎移行区域, 当椎体受到超过自身结构强度的负荷应力时发生。由于耗费高、危险大、病死率高, 受到全世界的关注^[1]。针对 OVCF 的治疗, 经皮椎体成形术、经皮椎体后凸成形术和中医保守治疗中功能锻炼、功能复位以及卧床休息等方法是目前的主要治疗方法^[2], 其效果不言而喻。分析椎体在不同情况下的受力情

基金项目: 国家自然科学基金 (81760873, 81560780); 甘肃中医药大学附属医院青年创新基金 (gzfy-2018-11); 甘肃省中医药管理局项目 (GZK-2019-37)

* 通信作者: 秦太平, Email: qindaping888666@163.com

况,对于探讨该病损伤机制以及参考给出预防措施有着重大的价值,有限元分析法(finite element analysis, FEA)是一种非破坏性的工具,它在预测机械性能方面有很大的潜力,能通过计算机模拟并反映 OVCF 伤椎的受力情况^[3],在脊柱生物力学研究方面有着独特的优势,很多传统力学和数学工具无法解决的骨科力学问题,通过 FEA 能够得到全面的信息^[4]。本文不详细阐述 FEA 的具体步骤,而是针对 FEA 进行 OVCF 临床研究新方法的新研究进展、近年来临床研究中的成果及新的参考指导作用进行综述,并探讨 FEA 存在的一些问题以及在未来发展中的方向。

1 FEA 的简介及基本原理

自 1974 年 Belytschko 等^[5]首次将 FEA 应用于骨科领域已有 40 多年,现仍广泛用于脊柱生物力学中研究骨骼结构应力分析^[6]。1978 年, Lin 等^[7]建立首个腰椎椎间盘有限元模型后,该类模型的建立也越来越完整精确^[8-10]。Zander 等^[11]在 2001 年进一步挑战有限元模型的完整性,其证实椎间盘应力的分布在加入肌肉有限元模型的应力后较前差异显著。随后,肌肉有限元模型开始逐步成形^[12]。继前人研究, Rohlmann 等^[13]详细化、具体化了有限元模型,其通过建立肌肉作用力的模型并证明了该模型有效地模拟了人体的运动。

FEA 作为一种离散化数值计算方法,其独特优势和有效性已成为骨科生物力学研究方法之一^[14]。基本原理是将自由连续体进行离散化,即将其分割成有限个小单元集合体,再根据几何材料的特性和应力情况,采用不同类型的小单元,再得出每个小单元的作用方程,将整个自由连续体的单元组合成系统方程,最终求解系统方程问题^[15]。为使更加真实逼真,目前,有限元模型能模拟椎间盘、前纵韧带、后纵韧带等结构,这样可使得有限元模型更可靠,对于各个工况下的受力情况和不同运动阶段的生物力学作用变化趋势更加精确化。

2 FEA 在 OVCF 损伤机制中的分析应用

OVCF 的发生大多是由于直接或间接暴力而致椎体应力环境的变化而导致,周双珍等^[16]建立的模型说明骨量少的区域在相同应力下,其应变较骨量多的区域增大,在该区域下, OVCF 风险升高。对此, Kuijer 等^[17]进一步得出,超 25 kg 的载荷是 OVCF 另一高风险因素。Das 等^[18]的模型说明骨折

改变了伤椎椎体内在应力分布,继而导致脊柱内部生物力学环境变化,由于伤椎周围和前缘的应力增大,从而增加了相邻椎体再骨折的风险高达 5~12.6 倍。对此,冯杰荣等^[19]进一步说明相邻椎体应力和伤椎前缘压缩程度呈正相关,当压缩比例超过 30%,尤其是在轴向压缩状态,伤椎相邻椎体的终板应力明显增加并达到最大,其次是前屈和后伸,这也与陈超等^[20]的研究相符合。因此,建议在手术治疗时,尽量纠正脊柱后凸畸形和椎体前缘高度,达到降低相邻椎体再骨折风险的目的。FEA 可以反映不同工况下该骨折的损伤机制以及伤椎相邻椎体的力学动态变化情况,为指导临床预防该骨折的发生以及术后功能康复锻炼提供参考。

3 FEA 在手术治疗 OVCF 中的分析应用

OVCF 的治疗是为了改善骨质结构和骨强度的相关指标,恢复脊柱稳定性和椎体高度,预防相邻椎体发生再骨折,降低相邻椎体由于应力分布不均而导致骨折风险^[21]。随着治疗方式的不断更新,对于脊柱骨折相关疾病的治疗,微创术式成为骨科的主流治疗方式和重要发展方向。FEA 能无创地探查人体内部应力情况,反映骨折部位状况,分析和预测术前术后的力学变化^[22],与现如今微创术式趋势相结合,无疑将其潜力充分发挥。

近年来两种椎体强化术,经皮椎体成形术(PVP)与经皮椎体后凸成形术(PKP)成为 OVCF 的标准术式。随着科学的发展,其穿刺技术、材料工具和骨水泥等的不断改进,得到了大部分的临床医师的广泛应用^[23]。两种技术是将骨水泥注射到骨折椎体中,通过稳定骨折裂隙,减少由体重和活动产生的机械应力,达到稳定骨折、缓解疼痛的治疗目的^[24-25]。PKP 出现时间较晚,是在 PVP 基础上改良所得,对于两者安全性和其他方面的对比成为研究的热点问题^[23,26],随着 FEA 的广泛应用,近年来对于该热点相关问题有了进一步进展。

3.1 FEA 在对比两种椎体强化术中的应用

郭秀珍等^[27]建立的 PVP、PKP 有限元对比模型表明 L1、T11 三处骨折治疗前后, PVP 模型胸腰段的刚度变化不显著,变形量和最大应力变化在夹心椎处基本无显著的改善。对比 PKP 模型,胸腰段刚度显著增加,最大应力变化及变形量明显减少,这也就证实了 PKP 术后生物力学特性优于 PVP,与邱贵兴等^[2]的研究相符,这也进一步探究了两种术式骨水泥强化后脊柱椎体生物力学变化对比以及产

生的影响,为临床医师提供了重要参考信息。

3.2 FEA 对椎体强化术的参考应用

椎体强化术一般应用于恢复伤椎强度和高度,注射的骨水泥材料一般选用 PMMA,但临床上在骨水泥注射量的选择上还没有统一的标准。早年研究发现,当注射量在 1 mL 时,椎体的初始刚度恢复小于 15%,而注射量达 3.5 mL 时,初始刚度即可恢复^[28-29]。Belkoff 等^[30]认为恢复椎体强度应注入 2 mL,恢复刚度则注入 4 mL。另一方面,李家琼等^[31]的有限元模型阐述了尤其是在扭转工况下,随着注射量的增加或者骨质疏松程度的加重,会导致椎体应力增加,由此认为严重骨质疏松患者为防止较大应力产生,应选择小剂量注入,且建议患者少做扭转动作,同时还建议针对不同骨质疏松患者给予不同的骨水泥量,对于骨质疏松程度轻、伤椎变形大的患者,注入量为 3.6 mL;程度重、伤椎变形小的注入量为 1.8 mL,此剂量能有效减少椎体应力的增加,且亦可恢复伤椎刚度继而减小再骨折风险;最后,不仅程度重,而且变形严重的患者,选取注入 3.6 mL,限制生活中患者活动,保证伤椎刚度。对此,李飞虎等^[32]亦说明这一点,并建议在 PVP 术前术后对于骨质疏松症的治疗亦必须严格规范进行。此外,卢昌怀等^[33]还说明在不同工况下,注入量的不同和分布的不同,相邻椎体的受力情况亦不同,因此,不仅仅注入量和分布能影响椎体骨折和再骨折的风险,还与椎体应力环境、载荷方向有关。

3.3 FEA 在椎体成形术中对比分析应用

对于穿刺入路方式,刘祥飞等^[34]通过建立有限元模型后说明单侧入路和双侧入路的 PVP 生物力学效果相近,这于 Sun 等^[35]的研究结果相符,并利用穿刺针定位,对于 OVCF 的治疗,单侧与双侧入路 PVP 相比,单侧入路手术时间和 X 线暴露次数上优于双侧入路。此后,马航展等^[36]通过临床实验对比亦证明了这点。对于椎体高度,赵文韬等^[37]建立的有限元模型阐明了伤椎椎体的椎体高度恢复后,能改善相邻椎体的应力环境,减少其所受应力,并减少相邻椎体再骨折风险,因此,在行椎体强化术时应尽量恢复伤椎椎体高度。

4 结语与展望

近年来,FEA 作为一种耗时短、费用少、可重复且无损的研究手段,广泛应用于脊柱生物力学领域,OVCF 模型朝更完整化、精细化、准确化方向发展。但是,人体结构错综复杂,尤其是老年骨质疏松患

者,随着骨量的丢失,其内部生物力学环境的变化大,针对不同患者如何做到快速设计个体化差异,为 FEA 带来不小挑战。FEA 强于分析静态下椎体强度和高度以及椎体内部应力,而脊柱常处于动静转化状态,其在分析运动时不足,这是未来 FEA 的一个重要发展方向。另外,针对 OVCF 的手术方式必然不断更替,FEA 如何更好地术前仿真、术中观测及术后指导,亦是 FEA 发展的重要方向。而且,FEA 所模拟的椎体载荷情况是否与现实情况相吻合,即是否符合临床,是值得商榷的问题,需进一步行离体或在体实验对比验证。最后,受限于大量的数据运算和建模时间长以及极其复杂的人体结构,FEA 对于更好地模拟椎体真实受力情况还有很大的发展空间。相信 FEA 克服上述困难后,能在早期预防并诊治 OVCF 上更加可靠,成为更加精确预测骨折风险、定量分析椎体强度的一种无损性新型研究工具,为指导临床、改善患者生活质量提供价值。

【参 考 文 献】

- [1] Svensson HK, Olofsson EH, Karlsson J, et al. A painful, never ending story: older women's experiences of living with an osteoporotic vertebral compression fracture[J]. *Osteoporos Int*, 2016, 27(5):1729-1736.
- [2] 邱贵兴,裴福兴,胡慎明,等.中国骨质疏松性骨折诊疗指南(骨质疏松性骨折诊断及治疗原则)[J]. *中华骨与关节外科杂志*, 2015, 8(5):371-374.
- [3] Parr WCH, Wroe S, Chamoli U, et al. Toward integration of geometric morphometrics and computational biomechanics: New methods for 3D virtual reconstruction and quantitative analysis of finite element models[J]. *J Theoretical Biology*, 2012, 301: 1-14.
- [4] 王志鹏,张晓刚,赵文韬,等.有限元分析在腰椎手法治疗中的生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(3): 293-298.
- [5] Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB, et al. Finite element stress analysis of an intervertebral disc[J]. *J Biomechanics*, 1974, 7(3):277-285.
- [6] Imai K. Computed tomography-based finite element analysis to assess fracture risk and osteoporosis treatment[J]. *World J Exper Med*, 2015, 5(3):182-187.
- [7] Lin HS, Lui YK, Ray G, et al. Systems identification for material properties of the intervertebral joint[J]. *J Biomechanics*, 1978, 11(1-2):1-14.
- [8] Goel VK, Kong W, Han JS, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles[J]. *Spine*, 1993, 18(11):1531-1541.
- [9] Wu JSS, Chen JH. Clarification of the mechanical behaviour of spinal motion segments through a three-dimensional poroelastic mixed finite element model[J]. *Medical Engineering and*

- Physics, 1996, 18(3):215-224.
- [10] Yoganandan N. Finite element model of the human lower cervical spine: Parametric analysis of the C4-C6 unit [J]. J Biomechanical Engineering, 1997, 119(1):87-92.
 - [11] Zander T, Rohlmann A, Calisse J, et al. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination [J]. Clinical Biomechanics, 2001, 16(1):73-80.
 - [12] Cao L, Guilak F, Setton LA. Pericellular matrix mechanics in the annulus fibrosus predicted by a three-dimensional finite element model and In situ Morphology [J]. Cellular and Molecular Bioengineering, 2009, 2(3):306-319.
 - [13] Rohlmann A, Bauer L, Zander T, et al. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data [J]. J Biomechanics, 2006, 39(6):981-989.
 - [14] 胡勇, 谢辉, 杨述华. 三维有限元分析在脊柱生物力学中应用研究 [J]. 医用生物力学, 2006(3):246-250.
 - [15] Zhang QH, Teo EC, Ng HW, et al. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine [J]. J Biomechanics, 2006, 39(1):189-193.
 - [16] 周双珍, 张雄, 马红磊. 不同骨密度下人体脊柱着陆冲击响应的数值模拟 [J]. 医用生物力学, 2013, 28(6):591-595.
 - [17] Kuijer PPF, Verbeek JH, Visser B, et al. An evidence-based multidisciplinary practice guideline to reduce the workload due to lifting for preventing work-related low back pain [J]. Annals of Occupational and Environmental Medicine, 2014, 26(1):16-18.
 - [18] Das C, Baruah U, Panda A. Imaging of vertebral fractures [J]. Indian J Endocrinology and Metabolism, 2014, 18(3):295-303.
 - [19] 冯杰荣, 殷海东, 陈伟, 等. T₁₂(12) 椎体前缘不同压缩状态下相邻椎体终板应力的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(22):3263-3271.
 - [20] 陈超, 赵卫东. 骨质疏松性椎体骨折后不同躯干姿势对椎体局部应力的影响 [J]. 山东医药, 2008(24):67-68.
 - [21] 秦太平, 张晓刚, 宋敏, 等. 有限元分析在骨质疏松性椎体压缩骨折脊柱力学动态变化中的应用 [J]. 中华中医药杂志, 2019, 34(1):206-211.
 - [22] Imai K, Ohnishi I, Bessho M, et al. Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site [J]. Spine, 2006, 31(16):1789-1794.
 - [23] 马俊. 经皮椎体后凸成形术与经皮椎体成形术治疗骨质疏松椎体压缩骨折的疗效比较 [J]. 中国矫形外科杂志, 2017, 25(6):571-573.
 - [24] Liang D, Ye LQ, Jiang XB, et al. Biomechanical effects of cement distribution in the fractured area on osteoporotic vertebral compression fractures: a three-dimensional finite element analysis [J]. J Surg Res, 2015, 195(1):246-256.
 - [25] Tsoumakidou G, Too CW, Koch G, et al. CIRSE guidelines on percutaneous vertebral augmentation [J]. Cardio Vascular and Interventional Radiology, 2017, 40(3):331-342.
 - [26] 张湛金, 王煜巍, 陈浩, 等. 经皮椎体成形术与经皮椎体后凸成形术后手术椎体再发骨折比较 [J]. 中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志, 2017, 10(1):20-26.
 - [27] 郭秀珍, 高斌礼, 林森, 等. 基于 PVP 和 PKP 的脊柱骨折的有限元生物力学研究 [J]. 基因组学与应用生物学, 2018, 37(2):497-504.
 - [28] Liebschner MAK, Rosenberg WS, Keaveny TM. Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty [J]. Spine, 2001, 26(14):1547-1554.
 - [29] Martin ID, Brojan M, Kosel F, et al. Minimum cement volume for vertebroplasty [J]. International Orthopaedics, 2015, 39(4):727-733.
 - [30] Belkoff SM, Mathis JM, Jasper LE, et al. The biomechanics of vertebroplasty: The effect of cement volume on mechanical behavior [J]. Spine, 2001, 26(14):1537-1541.
 - [31] 李家琼, 王冬梅, 孙璟川, 等. 骨水泥对椎体成形术治疗胸腰椎骨质疏松压缩性骨折的生物力学影响 [J]. 医用生物力学, 2018, 33(1):6-12.
 - [32] 李飞虎, 谢恩, 郝定均, 等. PVP 术后相邻节段椎体应力分布的有限元分析 [J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2017, 32(11):1135-1137.
 - [33] 卢昌怀, 刘志军, 张宏波, 等. 骨水泥量及分布对椎体成形术后相邻椎体生物力学影响的三维有限元分析 [J]. 中国骨质疏松杂志, 2015, 21(1):29-33.
 - [34] 刘祥飞, 何金国, 蒋钰钢, 等. 单侧与双侧入路椎体成形术治疗老年骨质疏松性椎体压缩骨折的有限元分析及临床应用 [J]. 医用生物力学, 2018, 33(3):218-223.
 - [35] Sun H, Li C. Comparison of unilateral and bilateral percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fractures: a systematic review and meta-analysis [J]. J Orthopaedic Surgery and Research, 2016, 11(1):156.
 - [36] 马航展, 马金火, 褚学远, 等. 单侧入路椎体成形术治疗骨质疏松性胸腰椎骨折 [J]. 中国矫形外科杂志, 2019, 27(12):1068-1072.
 - [37] 赵文韬, 秦太平, 张晓刚, 等. 骨质疏松性椎体压缩骨折椎体强化术后不同椎体高度对相邻椎体应力影响的有限元分析 [J]. 中国骨质疏松杂志, 2018, 24(9):1141-1147.

(收稿日期: 2019-11-05; 修回日期: 2020-05-14)